

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-85961

(43) 公開日 平成11年(1999) 3月30日

(51) Int.Cl.⁹

G 0 6 T 1/00
5/20

識別記号

F I

G 0 6 F 15/62 3 9 0 A
15/68 4 0 0 A

審査請求 未請求 請求項の数10 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願平9-248920

(22) 出願日 平成9年(1997) 9月12日

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72) 発明者 馬▲崎▼ 博子

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内

(72) 発明者 本田 道隆

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内

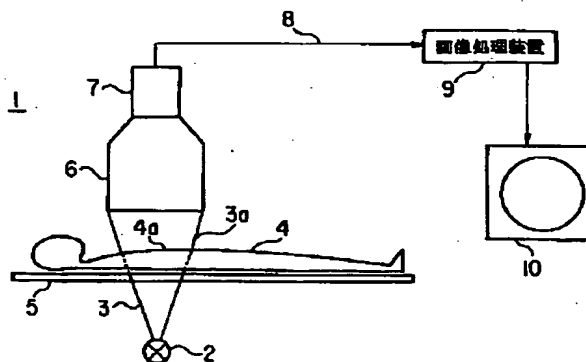
(74) 代理人 弁理士 鈴江 武彦 (外6名)

(54) 【発明の名称】 画像処理装置及び方法

(57) 【要約】

【課題】本発明の目的は、ノイズを低減しながら、それと同時に、X線医療におけるガイドワイヤ、カテーテル、血管影などの線状陰影のコントラストを効果的に強調できる画像処理装置及び方法を提供することにある。

【解決手段】本発明による画像処理装置は、線状陰影及びノイズが含まれているX線画像に対して2種類の空間的な画像処理を施し、この2種類の空間的な画像処理の結果に基づいて線状陰影の存在確率を表す確率分布を求め、この確率分布に従って時間的な画像処理の特性を画素ごとに変えるというものである。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 線状陰影及びノイズが含まれている画像に対して少なくとも2種類の空間的な画像処理を施す手段と、

前記2種類の空間的な画像処理の両方の結果に基づいて、前記線状陰影の存在確率を画素ごとに求める手段とを具備することを特徴とする画像処理装置。

【請求項2】 前記画像又はそれから画像処理により導かれる画像に対して時間的な画像処理を施す手段と、前記時間的な画像処理の特性を前記線状陰影の存在確率に従って画素ごとに変える手段とをさらに具備したことを特徴とする請求項1記載の画像処理装置。

【請求項3】 前記空間的な画像処理手段は、第1の画像処理系と第2の画像処理系とからなり、前記第1の画像処理系は、前記線状陰影を強調するフィルタを有し、前記第2の画像処理系は、前記ノイズを低減するフィルタを有することを特徴とする請求項1記載の画像処理装置。

【請求項4】 前記第1の画像処理系は、前記線状陰影が強調された画像から空間周波数が比較的高い成分を抽出するハイパスフィルタと、前記線状陰影が強調された画像から前記ハイパスフィルタで処理された画像を差分する第1の差分回路と、前記第1の差分回路で差分された画像を極性に従って2値化する回路とをさらに有し、前記第2の画像処理系は、前記ノイズが低減された画像から空間周波数が比較的低い成分を抽出するローパスフィルタと、前記ノイズが低減された画像から前記ローパスフィルタで処理された画像を差分する前記第2の差分回路と、前記第2の差分回路で差分された画像を極性に従って2値化する回路とをさらに有することを特徴とする請求項3記載の画像処理装置。

【請求項5】 前記存在確率の値に基づいて、前記第1の画像処理系と、前記第2の画像処理系とのいずれか一方を選択して出力する手段とをさらに備えたことを特徴とする請求項3又は4記載の画像処理装置。

【請求項6】 前記時間的な画像処理の特性を変え手段は、前記存在確率が比較的高い画素に対しては、前記時間的な画像処理の平滑化特性を比較的低くし、前記存在確率が比較的高い画素に対しては、前記時間的な画像処理の平滑化特性を比較的高くすることを特徴とする請求項1記載の画像処理装置。

【請求項7】 線状陰影及びノイズが含まれている画像に対して少なくとも2種類の空間的な画像処理を施すステップと、

前記2種類の空間的な画像処理の両方の結果に基づいて、前記線状陰影の存在確率を画素ごとに求めるステップとを具備したことを特徴とする画像処理方法。

【請求項8】 前記画像又はそれから画像処理により導かれる画像に対して時間的な画像処理を施すステップと、

前記時間的な画像処理の特性を前記確率分布に従って画素又は近隣グループごとに変えるステップとをさらに具備したことを特徴とする請求項7記載の画像処理方法。

【請求項9】 入力画像の中から線状陰影領域と他の領域とを選別する第1選別手段と、

前記第1選別手段とは異なる種類の選別方法で前記入力画像の中から線状領域を選別する第2選別手段と、

前記第1選別手段と前記第2選別手段との出力に基づいて、線状陰影の存在確率を求める存在確率決定手段と、前記入力画像にノイズ低減処理を行うものであり、前記存在確率決定手段の出力に基づいて3種類以上のフィルタ係数を切り換えるノイズ低減処理手段とを具備することを特徴とする画像処理装置。

【請求項10】 前記ノイズ低減処理手段は、前記入力画像中で前記存在確率が低くなるに従ってノイズ低減効果が高くなるようにフィルタ係数を変えるものであることを特徴とする請求項9記載の画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、血管やガイドワイヤ等の線状陰影を含む例えばデジタルX線画像を処理する画像処理装置及び方法に関する。

【0002】

【従来の技術】X線を利用した医療技術として、透視下におけるカテーテル治療が盛んに行われているが、X線透視は撮影に比べて線量を低減して患者被曝を低減していることから、画像上に重畳するノイズが大きく、カテーテル、その他、ガイドワイヤや血管等の線状陰影が、背景ノイズに邪魔されて見えにくくなるという問題があった。

【0003】また、線量を増加して透視を行うと、背景ノイズは相対的に小さくなり、線状陰影の視認性は高くなるが、患者や医療技術者の被曝量が大きくなるという欠点がある。そのため、画像処理によってノイズを低減させたりコントラストを向上させる技術が現在に至っても研究され続けている。

【0004】最も一般に用いられるノイズ低減のための画像処理技術は、時間的に連続している複数フレームの画像を加算平均する手法である。この技術はすでに公知であり、リカーシブフィルタと呼ばれる回帰フィルタも、その応用技術として広く一般に使用されている。

【0005】しかし、このような時間的フィルタは、動きの少ない対象に対してはノイズだけを効果的に低減できるが、心臓血管に挿入されたガイドワイヤのような比較的動きのある対象に対しては、そのコントラストを薄めたり、残像を生じさせたりする欠点がある。そのため、被写体の動きを検出し、動きのあるところではフィルタ特性を変更するような技術が開発されている（特許第2508078号公報、特公平6-69447号公報、特開平3-198836号公報、特開平6-473

05号公報、特開平7-79956号公報、特開平8-255238号公報)。

【0006】しかしながら、これらの技術では、被写体の動きの検出を現時点の画像と過去の画像の差分に基づいて検出しているため、ノイズによる画素値の変動も被写体の動きとして検出されてしまうという問題があった。特に細径のカテーテルやコントラストの低いガイドワイヤを使用するために、動き検出精度を高くすると、ノイズ低減が効果的に行うことができなくなるという問題があった。

【0007】一方、ノイズ低減やコントラストを向上させる目的で、空間フィルタも一般に使用されている。この空間フィルタは、近傍局所の画素の加重平均をとってノイズを低減しスムージングしたり、空間的に微分することによってコントラストを強調する等の様々な使い方のできるものである。しかし、スムージングによってノイズだけでなく、肝心のガイドワイヤやカテーテルのような線状陰影までもがぼけてしまい、そのコントラストが損なわれてしまったり、あるいはコントラスト強調の場合には、ノイズも強調されてしまうという欠点がある。

【0008】このため、空間的に血管影をパターン認識する装置(特開平4-122355)、あるいは被写体のエッジ領域を検出してエッジ領域にはコントラスト強調を、そうでない領域にはスムージングを施す装置(特開昭60-245084号公報)などが開発されている。

【0009】しかし、前者のパターン認識の方法は、1画素単位に多くの平均回路や比較回路を必要とするため、透視処理などのリアルタイム演算を行うには非常に多くの回路を必要とし、そのうえ、ノイズを低減させる効果はない。

【0010】また、後者のエッジ強調の方法は、単に1ビットの情報によってエッジ領域と背景領域を区別するため、誤認識があった場合には、極端にスムージングをかけられた部分に隣接して誤認識されたノイズがコントラスト強調されて出力されることなどがあり、誤認識が敏感に出力画像のアーチファクトとなって画質を損ないやすい。

【0011】

【発明が解決しようとする課題】上述したように、従来の技術では、動きのある被写体の画像について、残像低減とノイズ低減の効果を同時に高くすること、また、コントラスト強調とノイズ低減の効果を同時に高くすることが困難であった。

【0012】本発明は、残像低減とノイズ低減の効果を同時に高くすること、また、コントラスト強調とノイズ低減の効果を同時に高くすることを実現し、X線医療におけるガイドワイヤ、カテーテル、血管像等の陰影を良好に表示することのできる画像処理装置及び方法を提供

することを目的とする。

【0013】

【課題を解決するための手段】本発明は、線状陰影及びノイズが含まれている画像に対して少なくとも2種類の空間的な画像処理を施し、この2種類の空間的な画像処理の結果に基づいて線状陰影の存在確率を画素ごとに求め、この存在確率に従って時間的な画像処理の特性を画素ごとに変えることを特徴としたものである。

【0014】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照しながら、本発明による画像処理装置を好ましい実施形態により説明する。ここでは、画像処理の対象として、血管、ガイドワイヤ、カテーテル等の線状陰影と背景ノイズとを含むX線透視画像を例に説明するものとする。

【0015】図1に、本実施形態に係る画像処理装置を組み込んだX線透視装置の構成を示している。X線透視装置本体1は、X線源2からばく射されたX線3を寝台5上に載置された被検体4の例えば胸部4aに向けて照射し、そして、胸部4aを透過するうちに、各部のX線吸収率の違いによって陰影が付けられた透過X線3aをイメージインテンシファイア6に導入し、そこで変換され増幅された光学像をTVカメラ7で撮像するように組まれている。このTVカメラ7の出力信号は、図示しないプリアンプ、アナログデジタル変換器等を通して、デジタルX線画像信号8に変換される。

【0016】そして、このデジタルX線画像信号8は、画像処理装置9で適当に処理されて、この処理により、背景ノイズは低減され、線状陰影は相対的に強調された後、CRTディスプレイ10に濃淡表示される。

【0017】ところで、血管、その他、体内に挿入されるカテーテルやガイドワイヤ等は、その外形に応じて細い線状の陰影でデジタルX線画像上に表現される。従来技術でも述べたように、このような細い線状陰影は、その性質、例えば空間周波数及び時間周波数がノイズと同様に高く、このためノイズ低減処理の影響を受けやすく、ノイズと一緒に、消えてしまったり、ぼけたり、そのコントラストが損なわれてしまうというやっかいな問題がある。このような問題に対して、従来では、X線の照射線量を高くして、信号雑音比(S/N)を向上させることで対処していた。

【0018】これに対して、本実施形態では、X線の照射線量を高くすることなく、さらには低下させても、線状陰影のコントラストを損なわず、背景ノイズだけを効果的に低減しようとするものである。このように、背景ノイズが低減され、しかも線状陰影が十分なコントラストで観察できると、この透視下で行われるカテーテル治療やバイオプシーなどの医療行為の精度が格段に向上するものと期待されている。

【0019】本実施形態は、基本的に、同じデジタルX線画像に対して、線状陰影を強調する効果の認められ

る少なくとも2種類の画像処理を施し、これら2種類の画像処理による2種類の結果から総合的に判断して、線状陰影の存在確率を画素ごとに求め、この存在確率に従って時間フィルタの特性を画素ごとに変えていこうとするものであり、つまり、線状陰影の存在確率が比較的高い画素に対しては、時間フィルタのスムージング効果を低く抑えて線状陰影のコントラストの低下を防ぎ、一方、線状陰影の存在確率が比較的低く、背景ノイズである確率が比較的高い画素に対しては、時間フィルタのスムージング効果を高くしてノイズを効果的に低減しようとするものである。

【0020】図2に、この画像処理装置9の処理手順を示している。なお、この処理は、コンピュータで読み取り可能な記憶媒体に書き込まれたプログラムによりソフト的に実現してもよいし、また、図2の各ブロックに対応する回路を処理手順に従って組み合わせてハード的に実現するようにしてもよい。なお、この画像処理装置9は、リアルタイムで入力画像を処理して表示できるように構成する方が好ましい。

【0021】画像処理装置9に対して、入力画像として、デジタルX線画像 I_0 が、TVカメラ7から所定の周期で連続的に供給されてくる。そして、まず、このデジタルX線画像 I_0 から、線状陰影の存在確率を画素ごとに求める(全ての画素の存在確率のまとまりを、「存在確率分布」と称する)。図2では、この存在確率分布を、「F3」として示している。本実施形態では、この存在確率分布F3を求めるために、A系列とB系列との2種類の画像処理を採用している。まず、A系列の処理手順について説明する。

$$I_{sub1} = W_1 \times I_{min} - W_2 \times I_{high} + C \quad \dots (1)$$

図4(a)に、ハイパスフィルタされた最小値画像 I_{high} と、最小値画像 I_{min} それぞれの空間的なプロフィール(画素値の位置関数)を示し、同図(b)に、上記式(1)の差分処理により得られた差分画像 I_{sub1} の空間的なプロフィールを示している。上記式(1)の係数 W_1 、 W_2 、 C を適当に設定することにより、図4(b)に示すように、差分画像 I_{sub1} 上で、線状陰影である確率が比較的高いと推定される部分だけを、それ以外の部分に対して、極性を反転させることができる。

【0027】このように線状陰影である確率が比較的高いと推定される部分と、それ以外の部分とが極性で識別された差分画像 I_{sub1} を、その極性に従って2値化し、線状陰影である確率が比較的高いと推定される部分が“1”で、またそれ以外の部分が“0”で表現された2値画像 I_{b11} を得る(ステップA4)。

【0028】この2値画像 I_{b11} には、殆どの場合で背景ノイズが含まれているので、これを取り除く処理が必要になる。ここで、図5(a)に示しているように、ノイズは孤立的であり、一方、線状陰影は連結性が高い。このような性質の違いを利用して、ここでは、2値画像

【0022】A系列は、処理順に、A1、A2、A3、A4、A5の5つのステップからなる。まず、ステップA1では、デジタルX線画像 I_0 に対して、最小値フィルタリングという処理を施して、最小値画像 I_{min} を得る。最小値フィルタリングは、周知の通り、図3に示すように、例えば 2×2 マトリクスのフィルタマスクを重ねるように移動し、その各位置で、マスク内の4つの近傍画素の中の最小の画素値を選出し、その最小値を最小値画像 I_{min} の中の対応する画素の画素値とするという処理である。

【0023】なお、この処理により、マトリクスサイズを $1/4$ に縮小する、例えばデジタルX線画像 I_0 のマトリクスサイズが 1024×1024 の大きさである場合には、 512×512 のマトリクスサイズに縮小されるが、これ以降の処理を 512×512 のマトリクスサイズで行うことにより回路の規模を縮小することができる。このような最小値フィルタリングによると、線状陰影のコントラストが、多少強調されることになる。

【0024】次にステップA2では、A1で得られた最小値画像 I_{min} に対して、ハイパスタイプ(高域通過型)の空間フィルタリングを施し、空間周波数が比較的低い成分が濾過された最小値画像 I_{high} を得る。

【0025】このステップA2でハイパスフィルタされた最小値画像 I_{high} と、先のステップA1で得られた最小値画像 I_{min} に対して、ステップA3で、次の式(1)のような線形演算、つまり加重サブトラクション(加重を掛けて差分を取る)を実行することにより、差分画像 I_{sub1} を得る。

【0026】

I_{b11} に対してパターンマッチングを実行する(ステップA5)。パターンマッチングについては周知の通り、図5(b)～(e)に示すような複数種類の線状陰影パターンを予め用意しておき、このパターンに一致する部分はそのまま、一致しない部分はその画素値を“0”に反転するような処理である。このようなパターンマッチングにより、図5(f)に示すような、ノイズの大部分が除去され、線状陰影が存在する確率が比較的高いと推定される部分だけを抽出することができる。上述したA系列で得られた2値画像を、「F1」とする。

【0029】次に、B系列について説明する。B系列は、A系列と同様に、処理順に、B1、B2、B3、B4、B5の5つのステップからなる。まず、ステップB1では、デジタルX線画像 I_0 に対して、空間的な平滑化フィルタリングという処理を施して、平均値画像 I_{ave} を得る。平滑化フィルタリングは、周知の通り、図6に示すように、例えば 2×2 マトリクスのフィルタマスクを重ねるように移動し、その各位置で、マスク内の4つの近傍画素の画素値の平均値を計算し、その平均値を平均値画像 I_{ave} の中の対応する画素の画素値と

するという処理である。

【0030】なお、この処理により、マトリクスサイズを $1/4$ に縮小する、例えばデジタルX線画像 I_0 のマトリクスサイズが 1024×1024 の大きさである場合には、 512×512 のマトリクスサイズに縮小されるが、これ以降の処理を 512×512 のマトリクスサイズで行うことにより回路の規模を縮小することができる。このような平滑化フィルタリングによると、背景ノイズが低減されるので、その分、線状陰影が認識しやすくなる。

【0031】次にステップB2では、B1で得られた平

$$I_{sub2} = W_3 \times I_{ave} - W_4 \times I_{low} + D \quad \dots (2)$$

図7(a)に、ローパスフィルタされた平均値画像 I_{low} と、平均値画像 I_{ave} それぞれの空間的なプロフィールを示し、同図(b)に、上記式(2)の差分処理により得られた差分画像 I_{sub2} の空間的なプロフィールを示している。上記式(2)の係数 W_3 、 W_4 、 D を適当に設定することにより、図7(b)に示すように、差分画像 I_{sub2} 上で、線状陰影である確率が比較的高いと推定される部分だけを、それ以外の部分に対して、極性を反転させることができる。なお、図7(b)の例では、4つの領域が線状陰影である可能性が比較的高いと推定されているが、この内、左から2つ目の領域が線状陰影を正しく識別した部分で、残りの3つの領域は、誤識別した部分である。

【0034】このように線状陰影である確率が比較的高いと推定される部分と、それ以外の部分とが極性で識別された差分画像 I_{sub2} を、その極性に従って2値化し、線状陰影である確率が比較的高いと推定される部分が

均値画像 I_{ave} に対して、ローパスタイプ(低域通過型)の空間フィルタリングを施し、空間周波数が比較的低い成分が通過された平均値画像 I_{low} を得る。

【0032】このステップB2でローパスフィルタされた平均値画像 I_{low} と、先のステップB1で得られた平均値画像 I_{ave} に対して、ステップB3で、次の式(2)のような線形演算、つまり加重サブトラクション(加重を掛けて差分を取る)を実行することにより、差分画像 I_{sub2} を得る。

【0033】

“1”で、またそれ以外の部分が“0”で表現された2値画像 I_{bi2} を得る(ステップB4)。

【0035】この2値画像 I_{bi2} にも、殆どの場合で背景ノイズが残存しているので、これを取り除く処理が必要になり、A5と同様に2値画像 I_{bi2} に対してパターンマッチングを実行し、(ステップA5)。ノイズの大部分が除去され、線状陰影が存在する確率が比較的高いと推定される部分だけを抽出することができる。上述したB系列で得られた2値画像を、“F2”とする。

【0036】このように2系統の画像処理で得られた2種類の2値画像F1、F2から、ステップABで、4値のフラグ画像F3を作成する。このフラグ画像F3の画素値は、同じ位置の画素に関する一方の2値画像F1の画素値と、他方の2値画像F2の画素値との組み合わせに従って、次の表1に示すように、割り当てられる。

【0037】

【表1】

F1	F2	4値化	背景用 リカーシブ係 数	線状陰影用 リカーシブ係 数	選択画像
0	0	0	0.5	0.8	11
0	1	1	0.6	0.8	11
1	0	2	0.7	0.8	11
1	1	3	0.3	0.9	12

【0038】2種類の2値画像F1、F2では両方共に、線状陰影である確率が比較的高いと推定される部分が“1”で、またそれ以外の部分が“0”で表現されているので、2種類の2値画像F1、F2の両方で画素値が“1”である場合、その画素は、線状陰影である確率が最も高いと考えられ、ここでは、フラグ画像F3の該当画素に“3”の画素値を与えるようにしている。

【0039】逆に、2種類の2値画像F1、F2の両方で画素値が“0”である場合、その画素は、線状陰影である確率が最も低いと考えられ、ここでは、フラグ画像F3の該当画素に“0”の画素値を与えるようにしている。

【0040】また、最小値フィルタリングの方が、平滑

化フィルタリングよりも、線状陰影の抽出能が一般的に高いので、最小値フィルタリングを通した2値画像F1では“1”が与えられているが、平滑化フィルタリングを通した2値画像F2では“0”である場合、線状陰影である確率が2番目に高いとして、ここでは、フラグ画像F3の該当画素に“2”の画素値を与え、一方、最小値フィルタリングを通した2値画像F1では“0”が与えられているが、平滑化フィルタリングを通した2値画像F2では“1”である場合、線状陰影である確率が3番目に高いとして、ここでは、フラグ画像F3の該当画素に“1”の画素値を与えるようにしている。

【0041】次に、リカーシブフィルタ(再帰型フィルタ)と呼ばれる時間フィルタに、デジタルX線画像I

。又はそれから画像処理により導かれる画像を通すのであるが、本実施形態では、このリカーシブフィルタを、背景ノイズ用と線状陰影用との2系統設けている(C2, D2)。リカーシブフィルタは、周知の通り、前回のフィルタ結果を、今回のフィルタリングに反映させるというタイプの時間フィルタであり、以下の式(3)で定義される。なお、“a”は、前回のフィルタ結果を、今回のフィルタリングにどの程度反映させるかというフィルタ特性を決定するリカーシブ係数であり、ここでは“a”が低いほど、前回のフィルタ結果を、今回のフィルタリングに強く反映させることになる。

【0042】

$$Y_i(x, y) = a \times X_i(x, y) + (1 - a) \times Y_{i-1}(x, y)$$

$$X_i(x, y) = \alpha \times I_0(x, y) + \beta \times I_{\min}(x, y) + \gamma \times I_{\text{ave}}(x, y)$$

…(4)

($\alpha + \beta + \gamma = 1$)

この2系統のリカーシブル係数aを、フラグ画像F3の画素値に応じて画素ごとに変えていくのであるが、その変え方を背景用リカーシブフィルタと線状陰影用リカーシブフィルタとで相違させている。これは、両フィルタの目的の違いによるものであり、背景用リカーシブフィルタは、背景ノイズを低減することを目的としているため、リカーシブル係数aを比較的低い範囲の中から割り当てて前回のフィルタ結果をより強く反映させ(C2)、逆に、線状陰影用リカーシブフィルタは、線状陰影を強調することを目的とし、前回のフィルタ結果があまり強く反映されてしまうと、カテーテルなどの挿入時の動きによる“ぼけ”が生じてしまいかねないので、リカーシブル係数aを比較的高く設定し、前回のフィルタ結果をあまり強く反映させないようにしている(D2)。

【0044】具体的には、上述した表1に示したように、背景用リカーシブフィルタのリカーシブル係数aを、フラグが3のときには“0.3”、フラグが2のときには“0.7”、フラグが1のときには“0.6”、フラグが0のときには“0.5”を割り当てる。背景用リカーシブフィルタは、基本的には線状陰影の存在確率が高い部分ほどリカーシブ係数を高くして残像の影響が少なくなるように構成されているが、後述のステップE1、E2で線状陰影用リカーシブフィルタの出力画像I₁の画素の値が出力画像形成回路の出力画像I₃として出力される部分(本実施形態では、フラグが3の部分)については極めて小さいリカーシブ係数を割り当てて、ぼけた画像となるように構成されている。

【0045】また、線状陰影用リカーシブフィルタのリカーシブル係数aを、フラグが3のときには“0.9”、それ以外のときには全て“0.8”を割り当てる。線状陰影用リカーシブフィルタは、後述のステップE1、E2で線状陰影用リカーシブフィルタの出力画像I₁の画素の値が出力画像形成回路の出力画像I₃とし

($i = 1, 2, \dots, \infty$)

ここで、Y_iはi番目にリカーシブフィルタリングされた画像を表し、X_iは、i番目にTVカメラ7から画像処理装置9に供給された現フレームのデジタルX線画像I₀又は、それから画像処理により導かれる画像、例えばI₀、I_{min}、I_{ave}の3画像を使って、次式(4)で与えられるフレーム間加重平均画像を表している。なお、I_{min}、I_{ave}は、I₀と等しいマトリクスサイズに画素数を変換してから(4)式に用いる。また、係数α、β、γは、固定の係数としてもよいし、フラグ画像F3の値に応じて画素毎に変えるような構成としてもよい。

【0043】

て出力される部分(本実施形態では、フラグが3の部分)については極めて大きいリカーシブ係数を割り当てて、残像の影響が小さくなるように構成されている。

【0046】このようなリカーシブフィルタリング処理により、背景ノイズが非常に低減された画像I₁と、線状陰影がその動きによるぼけが抑えられて十分強調されている画像I₂との2種類の画像が得られる。なお、本実施形態では、線状陰影を表す画像I₂として、リカーシブフィルタの出力を用いているが、リカーシブフィルタの出力画像の代わりに、原画像I₀、最小値画像I_{min}、平均値画像I_{ave}の何れかを用いるような構成としてもよい。

【0047】次にステップE1、E2で、このような2種類の画像I₁、I₂のいずれかを、フラグ画像F3の線状陰影の存在確率を表しているフラグに従って、画素ごとを選択する。具体的には、表1に示すように、フラグが0、1、2の部分には、背景用リカーシブフィルタの出力画像I₁の画素値を画像I₃の画素値として選択し、フラグが3の部分には、線状陰影用リカーシブフィルタの出力画像I₂の画素値を画像I₃の画素値として選択するように構成されている。このとき、出力される画像I₃は、背景ノイズが十分低減されると共に、線状陰影は十分なコントラストで明瞭な画像となっており、また画像I₀中でカテーテルやガイドワイヤ等が移動した場合にもそれらの残像を殆ど含まない画像である。

【0048】なお、空間フィルタ係数とフィルタサイズ、パターンマッチドフィルタとフィルタサイズ、リカーシブ係数等は、認識の対象とする線状陰影の空間的太さと濃度、背景ノイズの周波数特性、I.I.視野サイズ、及び透視X線条件を考慮して適切に定めることにより、最適な処理を行うことができる。

【0049】また、一般に、ハードウェアの回路規模は同時に多数の平均化回路や比較回路が動作することや、画像上の位置指定信号である画素アドレスの発生が煩雑である場合などに大きくなり実用的なリアルタイム演算

の可能性が小さくなる。従来技術に見るようなパターン認識は、リアルタイム認識に適さない構成であるが、本実施形態では線状陰影のパターン認識は付随情報のビット数と同じ個数の線形空間フィルタとその後段に位置する比較器、及び2値化画像に対して施されるバイナリフィルタで構成されるため順次走査による処理が可能であり回路規模が小さくてすむ。

【0050】さらに、本実施形態では、2形容の画像処理を用いて線状陰影の存在確率を決定したが、2系統以上の画像処理の選別結果に基づいて線状陰影の存在確率を決定する構成としてもよい。

【0051】本発明は、上述した実施形態に限定されることなく、種々変形して実施可能である。例えば、上述の説明では、X線透視画像を対象としているが、DSAなどの撮影画像やワンショットのX線撮影ではリカーシブフィルタを構成することができないケースも多い。なぜならば、連続的に画像が入力されず、間欠的、あるいは1枚だけの画像入力となるからである。この場合には、リカーシブフィルタの代わりに空間的フィルタを使用することができる。画像 I_1 は比較的強いスムージングが施され、 I_2 はコントラスト強調された画像、もしくは、最小値画像を用いると線状陰影のコントラストは増強されるかまたは損なわれることがなく、背景は平滑化される。この場合でも背景用スムージングは $F1=0$ 、 $F2=0$ の付随情報がある画素はスムージング効果を大きくし、 $F1=1$ 、 $F2=0$ 、もしくは $F1=0$ 、 $F2=1$ の付随情報の画素はさほど大きくない設定にして背景画像に存在する可能性のある線状陰影のコントラスト劣化を押さえるようにする必要がある。このような設計に基づいて画像を形成することによって血管や胃壁などのコントラストが保たれたまま背景のざらつきが軽減された画像を観察者に提供することができる。

【0052】

【発明の効果】本発明は、線状陰影及びノイズが含まれている画像に対して少なくとも2種類の空間的な画像処理を施し、この2種類の空間的な画像処理の結果に基づ

いて線状陰影の存在確率を表す確率分布を求めるようにしたので、線状陰影の存在の有無を比較的高精度で判定することができる。この確率分布に従って、時間的な画像処理の特性を画素又は近隣グループごとに変えることにより、ノイズを効果的に低減しながら、それと同時に、X線医療におけるガイドワイヤ、カテーテル、血管影などの線状陰影のコントラストを効果的に強調できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施形態に係る画像処理装置が組み込まれたX線透視装置の構成図。

【図2】本発明の実施形態に係る画像処理装置の処理手順を示すフローチャート。

【図3】図2の最小値フィルタリングの補足説明図。

【図4】図2の最小値画像 I_{min} 、ハイパス空間フィルタを受けた最小値画像 I_{high} 、これら両者のサブトラクション画像 I_{sub1} それぞれのプロファイルを示す図。

【図5】図2のパターンマッチングの補足説明図。

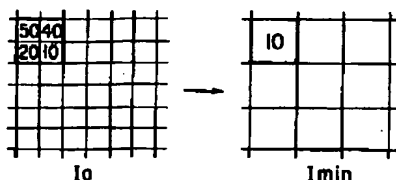
【図6】図2のメディアンフィルタリングの補足説明図。

【図7】図2の平均値画像 I_{av} 、ローパス空間フィルタを受けた平均値画像 I_{low} 、これら両者のサブトラクション画像 I_{sub2} それぞれのプロファイルを示す図。

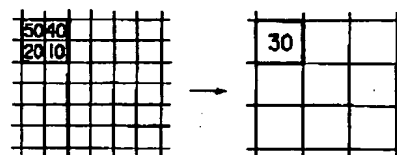
【符号の説明】

- 1…X線透視装置本体、
- 2…X線源、
- 3…X線、
- 3a…透過X線、
- 4…被検体、
- 4a…胸部、
- 5…寝台、
- 6…イメージインテンシファイア、
- 7…TVカメラ、
- 8…デジタルX線画像信号、
- 9…画像処理装置、
- 10…CRTディスプレイ。

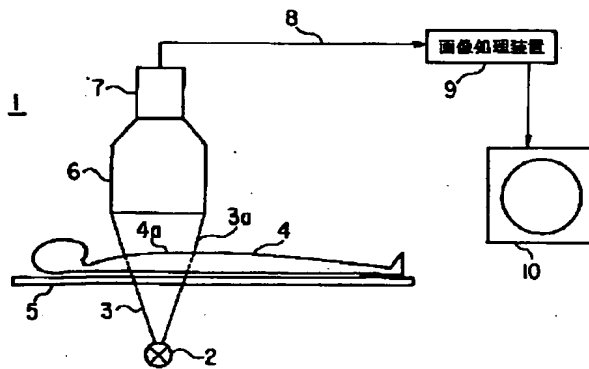
【図3】



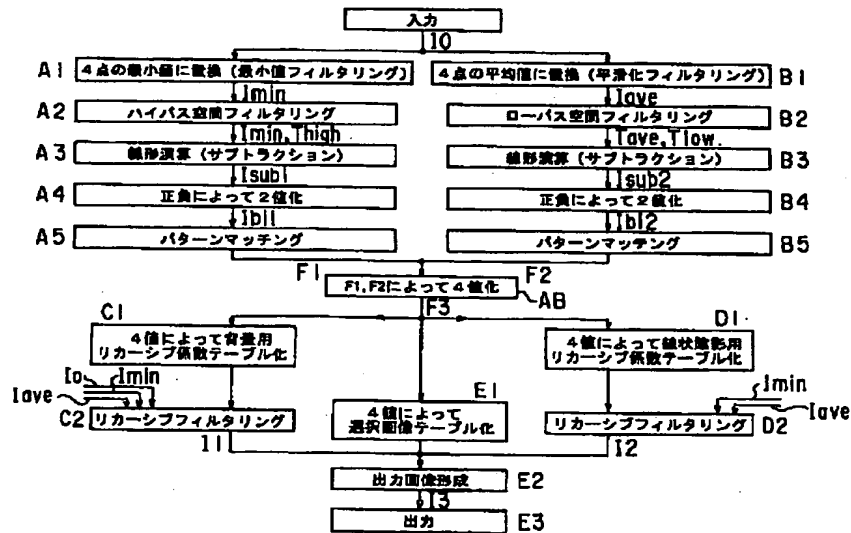
【図6】



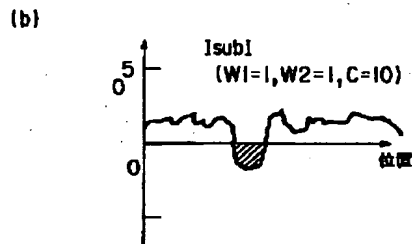
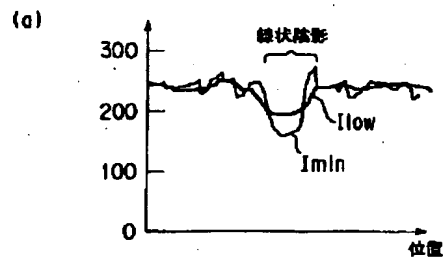
【図1】



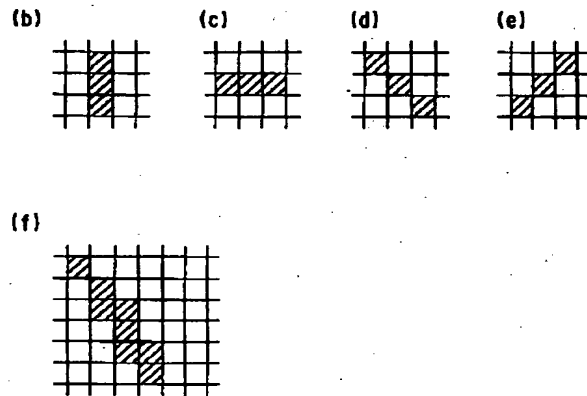
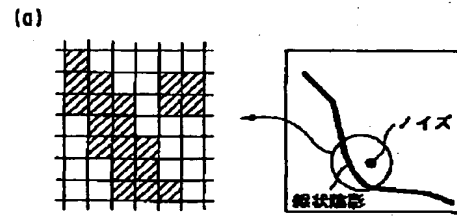
【図2】



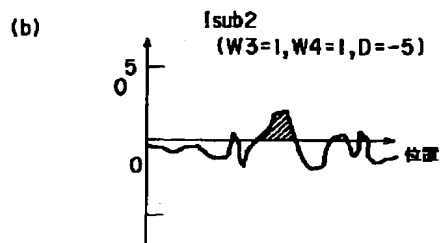
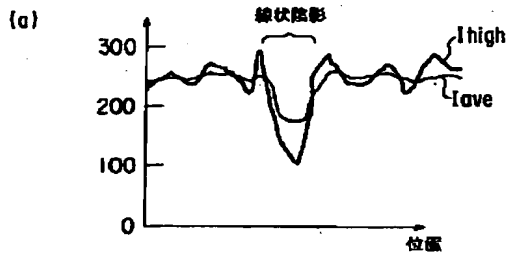
【図4】



【図5】



【図7】



PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-085961

(43)Date of publication of application : 30.03.1999

(51)Int.Cl.

G06T 1/00

G06T 5/20

(21)Application number : 09-248920

(71)Applicant : TOSHIBA CORP

(22)Date of filing : 12.09.1997

(72)Inventor : UMASAKI HIROKO
HONDA MICHITAKA

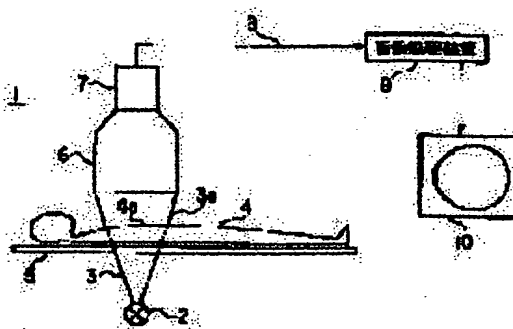
(54) IMAGE PROCESSOR AND IMAGE PROCESSING METHOD

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To increase effects of contrast emphasis and noise reduction at the same time by finding the presence probability of a linear shade by pixels according to the results of two kinds of spatial image process and changing characteristics of temporal image processes by the pixels according to the presence probability.

SOLUTION: For example, the breast part 4a of a body 4 to be inspected which is mounted on a bed 5 is irradiated with X rays 3 radiated by an X-ray source 2. Transmitted X rays 3a which are shaded owing to difference in X-ray absorptivity among respective parts while transmitted through the breast part 4a are introduced into an image intensifier 6 and a converted and amplified optical image is picked up by a TV camera 7. For a digital X-ray image signal 8, an image processor 9 performs two kinds of image process by which the effect of emphasis of a linear shade is recognized basically for the same digital X-ray image. Totally judging

from the result, the presence probability of the linear shade is found by the pixels and according to the presence probability, characteristics of a time file are changed by the pixels.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

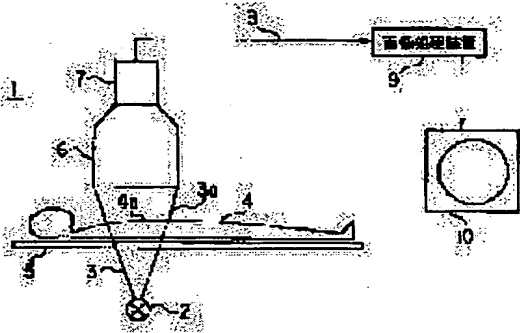
(11)Publication number : 11-085961
(43)Date of publication of application : 30.03.1999

)Int.Cl. G06T 1/00
G06T 5/20

)Application number : 09-248920 (71)Applicant : TOSHIBA CORP
)Date of filing : 12.09.1997 (72)Inventor : UMASAKI HIROKO
HONDA MICHITAKA

I) IMAGE PROCESSOR AND IMAGE PROCESSING METHOD

7)Abstract:
ROBLEM TO BE SOLVED: To increase effects of contrast emphasis and
ise reduction at the same time by finding the presence probability of a
ear shade by pixels according to the results of two kinds of spatial image
ocess and changing characteristics of temporal image processes by the
els according to the presence probability.
)LUTION: For example, the breast part 4a of a body 4 to be inspected
ich is mounted on a bed 5 is irradiated with X rays 3 radiated by an X-
/ source 2. Transmitted X rays 3a which are shaded owing to difference
X-ray absorptivity among respective parts while transmitted through the
east part 4a are introduced into an image intensifier 6 and a converted
d amplified optical image is picked up by a TV camera 7. For a digital X-
y image signal 8, an image processor 9 performs two kinds of image
ocess by which the effect of emphasis of a linear shade is recognized
sically for the same digital X-ray image. Totally judging from the result,
e presence probability of the linear shade is found by the pixels and
ording to the presence probability, characteristics of a time file are
anged by the pixels.



GAL STATUS

- ate of request for examination]
- ate of sending the examiner's decision of rejection]
- ind of final disposal of application other than the
aminer's decision of rejection or application converted
gistration]
- ate of final disposal for application]
- atent number]
- ate of registration]
- lumber of appeal against examiner's decision of
jection]
- ate of requesting appeal against examiner's decision of
jection]
- ate of extinction of right]

NOTICES *

Patent Office is not responsible for any
 damages caused by the use of this translation.

This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

*** shows the word which can not be translated.

In the drawings, any words are not translated.

AIMS

aim(s)]

aim 1] a line -- the result of both a means to perform at least two kinds of spatial image processings to the picture in which shading and the noise are contained, and the two aforementioned kinds of spatial image processings -- being based -- the above -- a line -- the image processing system characterized by providing a means to search for shading's existence probability for every pixel

aim 2] the aforementioned picture -- or -- and a means to perform a time image processing to the picture drawn by the image processing and the above -- the property of a time image processing -- the above -- a line -- the image processing system according to claim 1 characterized by providing further the means changed for every pixel according to shading's existence probability

aim 3] the aforementioned spatial image-processing means -- from the 1st image-processing system and the 2nd image-processing system -- becoming -- the image-processing system of the above 1st -- the above -- a line -- the image processing system according to claim 1 characterized by having the filter which emphasizes shading and the image-processing system of the above 2nd having the filter which reduces the aforementioned noise

aim 4] the image-processing system of the above 1st -- the above -- a line -- from the picture as which shading was emphasized with the high-pass filter from which spatial frequency extracts a comparatively high component the above -- a line -- from the picture as which shading was emphasized with the 1st difference circuit which carries out difference of the picture processed by the aforementioned high-pass filter It has further the circuit which makes binary the picture by which difference was carried out according to polarity by the 1st difference circuit of the above. the image-processing system of the above 2nd The low pass filter to which spatial frequency extracts a low component from the picture by which the aforementioned noise was reduced comparatively, The image processing system according to claim 3 characterized by having further the 2nd difference circuit of the above which carries out difference of the picture processed by the aforementioned low pass filter, and the circuit which makes binary the picture by which difference was carried out according to polarity by the 2nd difference circuit of the above from the picture by which the aforementioned noise was reduced.

aim 5] The image processing system according to claim 3 or 4 characterized by having further a means to choose and output either of the image-processing system of the above 1st, and the image-processing system of the above 2nd, based on the value of the aforementioned existence probability.

aim 6] the above -- a pixel with the aforementioned existence probability comparatively high [a means to change the property of a time image processing] -- receiving -- the above -- the smoothing property of a time image processing -- comparatively -- low -- carrying out -- a pixel with the aforementioned, comparatively high existence probability -- receiving -- the above -- the image processing system according to claim 1 characterized by making the smoothing property of a time image processing comparatively high

aim 7] a line -- the result of both the step which performs at least two kinds of spatial image processings to the picture in which shading and the noise are contained, and the two aforementioned kinds of spatial image processings -- being based -- the above -- a line -- the image-processing method characterized by providing the step which searches for shading's existence probability for every pixel

aim 8] the aforementioned picture -- or -- and the step which performs a time image processing to the picture drawn by the image processing and the above -- the image-processing method according to claim 7 characterized by providing further the step which changes the property of a time image processing for every pixel or neighboring group according to the aforementioned probability distribution

aim 9] The image processing system characterized by providing the following. the line out of an input picture -- a 1st sorting means to sort out a shadow region and other fields the sorting method of a different kind from the aforementioned 1st sorting means -- the line out of the aforementioned input picture -- a 2nd sorting means to sort out a

d the output of the aforementioned 1st sorting means and the aforementioned 2nd sorting means -- being based -- a
-- an existence probability determination means to search for shading's existence probability The noise reduction
cessing means which carries out noise reduction processing to the aforementioned input picture, and switches three
nore kinds of filter factors based on the output of the aforementioned existence probability determination means
aim 10] The aforementioned noise reduction processing means is an image processing system according to claim 9
racterized by being what changes a filter factor so that the noise reduction effect may become high as the
rementioned existence probability becomes low in the aforementioned input picture.

anslation done.]

NOTICES *

Japanese Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

*** shows the word which can not be translated.

In the drawings, any words are not translated.

 TAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

- [01] In the technical field to which invention belongs] this invention -- lines, such as a vessel and guide wire, -- it is related to the image processing system and method containing shading of processing a digital X-ray picture, for example
- [02] [Description of the Prior Art] the noise superimposed on a picture since radioscopy reduces dosage compared with fluorography and patient contamination is reduced, although catheter treatment under transillumination is briskly formed as a technique using the X-ray -- large -- lines, such as a catheter, other guide wire, and a vessel, -- there is a problem of it having been interfered with shading by the background noise and being hard coming to be visible
- [03] moreover -- if it sees through by increasing dosage -- a background noise -- relative -- small -- becoming -- a line although the visibility of shading becomes high, there is a fault that the amount of contamination of a patient or an operator becomes large Therefore, even if the technology of reducing a noise by the image processing or increasing contrast continues till present, it is continuing inquiring.
- [04] The image processing technique for the noise reduction most generally used is the technique of carrying out averaging of the picture of two or more frames which is continuing in time. This technology is already well-known and, generally the recursion filter called recursive call filter is also widely used as the applied technology.
- [05] However, although such a time filter can reduce only a noise effectively to an object with little movement, to an object like the guide wire inserted in the heart vessel which has movement comparatively, the contrast is thinned or it is the fault which produces an after-image. Therefore, a photographic subject's movement is detected and the technology in which a filter shape is changed is developed in the place with movement (the patent No. 2508078 official report, JP,6-69447,B, JP,3-198836,A, JP,6-47305,A, JP,7-79956,A, JP,8-255238,A).
- [06] however, with the technology of these, since detection of a photographic subject's movement was detected based on the difference of a picture at present and the past picture, change of the pixel value by the noise also had the problem that it will be detected as a photographic subject's movement In order to use the low guide wire of a narrow diameter catheter or contrast especially, when movement detection precision was made high, there was a problem of it becoming impossible for noise reduction to carry out effectively.
- [07] On the other hand, generally the spatial filter is also used in order to raise noise reduction and contrast. This spatial filter can do various usage of emphasizing contrast by taking the weighted average of the pixel of a part soon, smoothing and carrying out smoothing of the noise, or differentiating spatially. however, smoothing -- a line like not only noise but important guide wire, or a catheter -- even shading fades and there is a fault that the contrast will be spoiled and a noise will also be emphasized in contrast emphasis
- [08] For this reason, the equipment (JP,60-245084,A) which detects the equipment (JP,4-122355,A) which carries out pattern recognition of the vessel shadow spatially, or a photographic subject's edge field, performs contrast emphasis to edge field and performs smoothing to the field which is not so is developed.
- [09] However, since the method of the former pattern recognition needs many average circuits and comparator circuits per 1 pixel, very many circuits are needed for performing real-time operations, such as transillumination processing, and, moreover, there is no effect of reducing a noise.
- [10] Moreover, in order that it may only distinguish an edge field and a background region using 1-bit information, when there is incorrect recognition, contrast emphasis may be carried out, the noise which adjoined the portion to which smoothing was able to be applied extremely and has been incorrect-recognized may be outputted, incorrect recognition gives as artifact of an output picture sensitively, and the method of the latter edge emphasis tends to spoil quality of image.
- [11]

problem(s) to be Solved by the Invention] as mentioned above, in the Prior art, it was difficult to make high simultaneously the effect of after-image reduction and noise reduction about the picture of a photographic subject with movement, and to make high simultaneously the effect which are contrast emphasis and noise reduction

[12] this invention realizes making high simultaneously the effect of after-image reduction and noise reduction, and making the effect of contrast emphasis and noise reduction high simultaneously, and aims at offering the image processing system and method of displaying shading which are the guide wire in X-ray medicine, a catheter, a blood vessel figure, etc. good

[13] means for Solving the Problem] this invention -- a line -- the picture in which shading and the noise are contained -- receiving -- at least two kinds of spatial image processings -- giving -- the result of two kinds of this spatial image processing -- being based -- a line -- shading's existence probability is searched for for every pixel, and it is characterized by changing the property of a time image processing for every pixel according to this existence probability

[14] embodiments of the Invention] Hereafter, a desirable operation form explains the image processing system by this invention, referring to a drawing. here -- as the object of an image processing -- lines, such as a blood vessel, guide wire, and a catheter, -- the radioscopy picture containing shading and a background noise shall be explained to an example

[15] The composition of the X-ray fluoroscope which built the image processing system concerning this operation form into drawing 1 is shown. The X-ray fluoroscope main part 1 irradiates X-ray 3 ****(ed) when cutting X line source 2 for example, towards thorax 4a of the analyte 4 laid on the berth 5, and it is constructed so that the optical image which introduced into the image intensifier 6 transparency X-ray 3a to which shading was attached by the difference in the rate of X-ray absorption of each part while penetrating thorax 4a, and was changed and amplified thereby be picturized by TV camera 7. The output signal of this TV camera 7 passes along a preamplifier, an analog-to-digital converter, etc. which are not illustrated, and is changed into the digital X-ray picture signal 8.

[16] and this digital X-ray picture signal 8 is suitably processed with an image processing system 9, and a background noise reduces it by this processing -- having -- a line -- after shading is emphasized relatively, a shade indication of it is given at CRT display 10

[17] By the way, a blood vessel, other catheters, guide wire which are inserted in the inside of the body, etc. are pressed on a digital X-ray picture with shading of a narrow line according to the appearance. the conventional technology also described -- as -- such a narrow -- a line -- the property, for example, spatial frequency, and time frequency of shading are high like a noise, for this reason, it tends to be influenced of noise reduction processing, together with a noise, disappear, it fades or the contrast spoils it -- having -- stripes -- it may be unacquainted and there is a troublesome problem It was coped with to such a problem at the former by making quantity of radiation of an X-ray high, and raising signal to noise ratio (S/N).

[18] on the other hand -- even if it makes it fall further with this operation form, without making quantity of radiation of an X-ray high -- a line -- contrast of shading does not tend to be spoiled but it is going to reduce only a background noise effectively thus, a background noise decreases -- having -- moreover -- a line -- if shading can observe by sufficient contrast, it is expected that the precision of medical acts, such as catheter medical treatment performed under X-ray fluoroscopy and a biopsy, is markedly alike, and improves

[19] Perform at least two kinds of image processings the effects of emphasizing shading are accepted to be, and it realizes synthetically from two kinds by the image processing which is these two kinds of results. this operation form -- fundamental -- the same digital X-ray picture -- receiving -- a line -- It is what is going to search for shading's existence probability for every pixel, and is going to change the property of a time filter for every pixel according to this existence probability. a line -- As opposed to a pixel with comparatively high shading's existence probability that is, a line -- The level of the contrast of shading is prevented. the smoothing effect of a time filter -- low -- stopping -- a line -- on the other hand -- a line -- shading's existence probability is comparatively low, and to a comparatively high pixel, the probability which is a background noise tends to make the smoothing effect of a time filter high, and tends to reduce a noise effectively

[20] The procedure of this image processing system 9 is shown in drawing 2. In addition, the program written in the storage which can be read by computer may realize in soft, and this processing combines the circuit corresponding to each block of drawing 2 according to procedure, and it may be made to realize it in hard. In addition, it is more desirable to constitute so that this image processing system 9 may process an input picture on real time and it can display.

[21] It is digital X-ray picture I0 as an input picture to an image processing system 9. It is continuously supplied with predetermined period from TV camera 7. and -- first -- this digital X-ray picture I0 from -- a line -- shading's existence probability is searched for for every pixel (a settlement of all pixels existence probability is called "existence probability

tribution") Drawing 2 shows this existence probability distribution as "F3." With this operation form, in order to reach for this existence probability distribution F3, two kinds of image processings of A sequence and B sequence are adopted. First, the procedure of A sequence is explained.

22] A sequence becomes the order of processing from A1, A2, A3, A4, and five steps of A5. First, at Step A1, it is initial X-ray picture I0. It receives, processing called minimum value filtering is performed, and it is the minimum value picture Imin. It obtains. It moves as shown in drawing 3, for example, so that the filter mask of 2x2 matrices may be lapped as everyone knows, minimum value filtering is each of that position, and it elects the minimum pixel value in four near pixels in a mask, and is the minimum value picture Imin about the minimum value. It is the processing which is made into the pixel value of the pixel to which it corresponds [inner] and to say.

23] In addition, digital X-ray picture I0 which reduces matrix size to one fourth by this processing Although it is reduced to the matrix size of 512x512 when matrix size is the size of 1024x1024, the scale of a circuit is reducible by forming processing after this in the matrix size of 512x512. according to such minimum value filtering -- a line -- the contrast of shading will be emphasized somewhat

24] Next, minimum value picture Imin acquired at Step A2 A1 It receives, high path type (high pass type) spatial filtering is given, and spatial frequency acquires the minimum value picture Ihigh by which the comparatively low component was filtered.

25] the minimum value picture Ihigh by which the high-pass filter was carried out at this step A2, and minimum value picture Imin acquired at previous Step A1 receiving -- Step A3 -- the following formula (1) -- performing an element operation [like] (a load being hung and difference being taken), i.e., a load subtraction, -- difference -- a picture Isub1 is acquired

26]
$$b1 = W1 \times Imin - W2 \times Ihigh + C \quad (1)$$
 minimum value picture Ihigh and the minimum value picture Imin by which the high-pass filter was carried out to drawing 4 (a) each spatial profile (position function of a pixel value) -- being shown -- this drawing (b) -- the difference of the above-mentioned formula (1) -- the difference obtained by processing -- the spatial profile of a picture Isub1 is shown by setting up suitably the coefficient W1 of the above-mentioned formula (1), W2, and C shows to drawing 4 (b) is -- difference -- a picture Isub1 top -- a line -- polarity can be reversed only for the portion presumed that the probability which is shading is comparatively high to the other portion

27] thus, a line -- the difference from which the portion presumed that the probability which is shading is comparatively high, and the other portion were discriminated by polarity -- a picture Isub1 -- the polarity -- following polarity ---izing -- a line -- binary picture Ibi1 as which the portion presumed that the probability which is shading is comparatively high is "1", and the other portion was expressed by "0" It obtains (Step A4).

28] this binary picture Ibi1 **** -- since the background noise is contained by almost all cases, the processing which removes this is needed here, it is shown in drawing 5 (a) -- as -- a noise -- isolation ---like -- it is -- on the other hand -- a line -- connectivity of shading is high The difference in such a property is used and it is the binary picture Ibi1 here. It receives and pattern matching is performed (step A5). two or more kinds of lines as shown in drawing 5 (b) - (e) as everyone knows about pattern matching -- the shading pattern is prepared beforehand, the portion which is in agreement with this pattern comes out as it is, and a conflicting portion is the processing which reverses the pixel value to "0" with such pattern matching, most noises as shown in drawing 5 (f) remove -- having -- a line -- only the portion presumed that the probability that shading exists is comparatively high can be extracted The binary picture acquired by A sequence mentioned above is set to "F1."

29] Next, B sequence is explained. B sequence becomes the order of processing from B1, B-2, B3 and B4, and five steps of B5 like A sequence. First, at Step B1, it is digital X-ray picture I0. It receives, processing called spatial smoothing filtering is performed, and it is the average picture Iave. It obtains. It moves as shown in drawing 6, for example, so that the filter mask of 2x2 matrices may not be lapped as everyone knows, smoothing filtering is each of that position, and it calculates the average of the pixel value of four near pixels in a mask, and is the average picture Iave about the average. It is the processing which is made into the pixel value of the pixel to which it corresponds [inner] and to say.

30] In addition, digital X-ray picture I0 which reduces matrix size to one fourth by this processing Although it is reduced to the matrix size of 512x512 when matrix size is the size of 1024x1024, the scale of a circuit is reducible by forming processing after this in the matrix size of 512x512. since a background noise is reduced according to such smoothing filtering -- the part and a line -- it becomes easy to recognize shading

31] Next, average picture Iave acquired in step B-2 B1 Average picture Ilow by which it received, low-pass type (low-passed type) spatial filtering was given, and the component with comparatively low spatial frequency was filtered obtains.

32] average picture Ilow by which the low pass filter was carried out by this step B-2 Average picture Iave acquired previous Step B1 receiving -- Step B3 -- the following formula (2) -- performing an alignment operation [like] (a l being hung and difference being taken), i.e., a load subtraction, -- difference -- a picture Isub2 is acquired

33]

$I_2 = W_3 \times I_{ave} - W_4 \times I_{low} + D$ -- (2)

average picture Ilow by which the low pass filter was carried out to drawing 7 (a) Average picture Iave each spatial file -- being shown -- this drawing (b) -- the difference of the above-mentioned formula (2) -- the difference obtained processing -- the spatial profile of a picture Isub2 is shown by setting up suitably coefficient W3 of the above-mentioned formula (2), W4, and D shows to drawing 7 (b) -- as -- difference -- a picture Isub2 top -- a line -- polarity be reversed only for the portion presumed that the probability which is shading is comparatively high to the other portion in addition -- the example of drawing 7 (b) -- four fields -- a line -- although it is presumed that possibility of shading is comparatively high -- among these, the left to the 2nd field -- a line -- it is the portion which discriminated shading correctly and the three remaining fields are the incorrect-discriminated portions

34] thus, a line -- the difference from which the portion presumed that the probability which is shading is comparatively high, and the other portion were discriminated by polarity -- a picture Isub2 -- the polarity -- following -- binary ---izing -- a line -- binary picture Ibi2 as which the portion presumed that the probability which is shading is comparatively high is "1", and the other portion was expressed by "0" It obtains (Step B4).

35] This binary picture Ibi2 The processing which removes this since the background noise remains by almost all as is needed, and it is the binary picture Ibi2 like A5. It receives and pattern matching is performed (step A5). most ses remove -- having -- a line -- only the portion presumed that the probability that shading exists is comparatively h can be extracted The binary picture acquired by B sequence mentioned above is set to "F2."

36] Thus, the flag picture F3 of four values is created at Step AB from two kinds of binary pictures F1 and F2 uired by two image processings. The pixel value of this flag picture F3 is assigned as shown in the next table 1 ording to the combination of the pixel value of the binary picture F1, and the pixel value of the binary picture F2 of ther side in about the pixel of the same position while.

37]

table 1]

F 1	F 2	4 値化	背景用 リカーシブ係 数	線状陰影用 リカーシブ係 数	選択画像
0	0	0	0. 5	0. 8	1 1
0	1	1	0. 6	0. 8	1 1
1	0	2	0. 7	0. 8	1 1
1	1	3	0. 3	0. 9	1 2

38] two kinds of binary pictures F1 and F2 -- both -- a line -- the portion presumed that the probability which is shading is comparatively high by "1" moreover, the case where a pixel value is "1" in two kinds of binary pictures both] F1 and F2 since the other portion is expressed by "0" -- the pixel -- a line -- it is thought that the probability which is shading is the highest and it is made to give the pixel value of "3" to the applicable pixel of the flag picture F3 e

39] on the contrary, the case where a pixel value is "0" in two kinds of binary pictures [both] F1 and F2 -- the pixel a line -- the probability which is shading is most considered to be a low, and it is made to give the pixel value of "0" the applicable pixel of the flag picture F3 here

40] moreover, the direction of minimum value filtering -- smoothing filtering -- a line, although "1" is given by the binary picture F1 through minimum value filtering, since the extraction ability of shading is generally high the case ere it is "0" by the binary picture F2 through smoothing filtering -- a line -- a pixel value being given, and here, hough "0" is given to the applicable pixel of the flag picture F3 by the binary picture F1 of "2" which let minimum ue filtering pass on the other hand, noting that the probability which is shading is high to the 2nd the case where it is ' by the binary picture F2 through smoothing filtering -- a line -- it is made to give the pixel value of "1" to the plicable pixel of the flag picture F3 here noting that the probability which is shading is high to the 3rd

41] next, the time filter called recursive call filter (recursive filter) -- digital X-ray picture I0 or -- and -- although it s the picture drawn by the image processing pass -- this operation form -- this recursive call filter -- the object for ckground noises, and a line -- the object for shadings -- two lines are prepared (C2, D2) As everyone knows, a ursive call filter is a time filter of the type of making the last filter result reflect in this filtering, and is defined by the

lowing formulas (3). In addition, "a" is a recursive call coefficient which determines the filter shape of whether the filter result is made to reflect in this filtering how much, and it makes the last filter result strongly reflected to this filtering, so that "a" is low here.

042]

$(x, y) = ax_i(x, y) + (1-a) x_{i-1}(x, y)$ (i= 1, 2, ..., infinity)

s digital X-ray picture I0 of the present frame by which Yi expressed the picture by which recursive call filtering was tried out to the i-th here, and Xi was supplied to the image processing system 9 from TV camera 7 the i-th. Or the picture drawn by the image processing from it, I0 [for example,], Imin, and Iave The inter-frame weighted average picture given by the following formula (4) is expressed using three pictures. In addition, Imin and Iave I0 After changing the number of pixels into equal matrix size, it uses for (4) formulas. Moreover, coefficients alpha, beta, and gamma are good also as a coefficient of fixation, and good also as composition which is changed for every pixel according to the value of the flag picture F3.

043]

$(x, y) = \alpha I_0(x, y) + \beta I_{\min}(x, y) + \gamma I_{\text{ave}}(x, y)$ -- (4)

$\alpha + \beta + \gamma = 1$

though this liquor SHIBURU coefficient a of two lines is changed for every pixel according to the pixel value of the picture F3 -- the way of changing -- the recursive call filter for backgrounds, and a line -- it is made different with recursive call filter for shadings This is what is depended on the difference in the purpose of both filters. the recursive call filter for backgrounds Since it aims at reducing a background noise, assign the liquor SHIBURU coefficient a out of the low range comparatively, and the last filter result is made to reflect more strongly (C2). on the contrary, a line -- the recursive call filter for shadings -- a line --" by the movement at the time of insertion of a catheter. when the last filter result is reflected not much strongly for the purpose of emphasizing shading, since it fades and may arise The liquor SHIBURU coefficient a is set up comparatively highly, and it is made not to make the last filter result reflect not much strongly (D2).

044] "0.3" and when a flag is 3 about the liquor SHIBURU coefficient a of the recursive call filter for backgrounds, and a flag is 2, "0.7" and when a flag is 1, "0.6" is assigned, and "0.5" is assigned [as specifically shown in Table 1 mentioned above,] when a flag is 0. the recursive call filter for backgrounds -- fundamental -- a line, although it is constituted so that a portion with higher shading's existence probability may make a recursive call coefficient high and the influence of an after-image may decrease the below-mentioned steps E1 and E2 -- a line -- portion outputted as an output picture I1 of the recursive call filter for shadings the value of a pixel -- output picture I3 of an output image formation circuit (with this operation gestalt) It is constituted so that a flag may assign a recursive call coefficient very small about the portion of 3 and may serve as a picture which faded.

045] moreover, a line -- when a flag is 3 about the liquor SHIBURU coefficient a of the recursive call filter for shadings, "0.9" is assigned, and when other, "0.8" is assigned altogether a line -- Steps E1 and E2 of the after-mentioned the recursive call filter for shadings] -- a line -- output picture I1 of the recursive call filter for shadings the value of a pixel -- output picture I3 of an output image formation circuit ***** -- the very large recursive call coefficient about the portion (at this operation gestalt, a flag is the portion of 3) outputted is assigned, and it is constituted so that the influence of an after-image may become small

046] picture I1 by which the background noise was reduced very much by such recursive call filtering processing a line -- picture I2 which dotage according [shading] to the movement is suppressed, and is emphasized enough Two kinds of pictures are acquired. in addition -- this operation form -- a line -- picture I2 showing shading ***** -- though the output of a recursive call filter is used, it is good instead of the output picture of a recursive call filter also composition which uses any of the subject-copy image I0, the minimum value picture Imin, and the average picture Iave they are

047] two kinds of such [in Steps E1 and E2] pictures I1 and I2 either -- the line of the flag picture F3 -- according to the flag showing shading's existence probability, it chooses for every pixel [next,] specifically, it is shown in Table 1 -- a flag -- the portions of 0, 1, and 2 -- output picture I1 of the recursive call filter for backgrounds a pixel value -- picture I3 as a pixel value -- choosing -- a flag -- the portion of 3 -- a line -- output picture I2 of the recursive call filter for shadings a pixel value -- picture I3 It is constituted so that it may choose as a pixel value. picture I3 outputted at this time while a background noise is reduced enough -- a line -- a picture clear by contrast with sufficient shading -- coming -- ***** -- moreover, picture I0 When a catheter, guide wire, etc. move in inside, it is the picture which hardly contains those after-images.

048] in addition, the line which makes the object of recognition a spatial filter coefficient, filter size, a pattern attached filter and filter size, a recursive call coefficient, etc. -- optimal processing can be performed by setting appropriately in consideration of the spatial size of shading, concentration and the frequency characteristic of a

background noise, I.I. visual field size, and a transillumination X filament affair

049] Moreover, generally, the circuit scale of hardware becomes large, when generating of the pixel address which is ab-control-specification signal on a picture is complicated, that many equalization circuits and comparator circuits operate simultaneously, and the possibility of a practical real-time operation becomes small. although pattern recognition which is seen on the conventional technology is the composition of not being suitable for real-time recognition -- this operation gestalt -- a line -- since it consists of a comparator located in the linear-space filter and the other part of the same number as the number of bits of accompanying information, and a binary filter given to a binary-coded picture, processing by sequential scanning is possible for the pattern recognition of shading, its circuit scale is small and it ends

050] furthermore, the image processing of 2 description with this operation gestalt -- using -- a line -- although shading's existence probability was determined -- the sorting result of two or more image processings -- being based -- a line -- it is good also as composition which determines shading's existence probability

051] Without being limited to the operation gestalt mentioned above, this invention can deform variously and can be carried out. For example, although carried out for the radioscapy picture in above-mentioned explanation, a recursive filter cannot consist of roentgenography of photography pictures, such as DSA, or an one shot in many cases. It is because a picture is not inputted continuously but it becomes intermittent or the picture input of only one sheet. In this case, a spatial filter can be used instead of a recursive call filter. picture I1 comparatively strong smoothing gives -- a line -- I2 if the picture by which contrast emphasis was carried out, or a minimum value picture is used -- a line -- or that the contrast of shading is reinforced] -- or it is not spoiled and smoothing of the background is carried out even in this case, the pixel in which smoothing for backgrounds has the accompanying information on $F1=0$ and $F2=0$ -- the smoothing effect -- large -- carrying out -- $F1=1$ and $F2=1$ -- the line which may make the pixel of the accompanying information on $F1=0$ or $F2=0$, and $F2=1$ a setup which is not so large, and may exist in a background image -- it is necessary to make it press down contrast degradation of shading An observer can be provided with the picture by which rough deposit of a background was mitigated while contrast, such as a vessel and stomach walls, had been maintained by forming a picture based on such a design.

052] Effect of the Invention] this invention -- a line -- the picture in which shading and the noise are contained -- receiving -- at least two kinds of spatial image processings -- giving -- the result of two kinds of this spatial image processing -- being based -- a line -- since the probability distribution showing shading's existence probability was searched for -- a line -- it is comparatively highly precise and the existence of the existence of shading can be judged lines, such as guide lines [reducing a noise effectively according to this probability distribution by changing the property of a time image processing for every pixel or neighboring group] in it, simultaneously X-ray medicine, a catheter, and a vessel shadow, the contrast of shading can be emphasized effectively

translation done.]

NOTICES *

Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

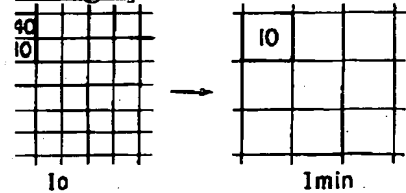
This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

*** shows the word which can not be translated.

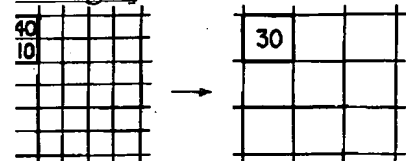
In the drawings, any words are not translated.

DRAWINGS

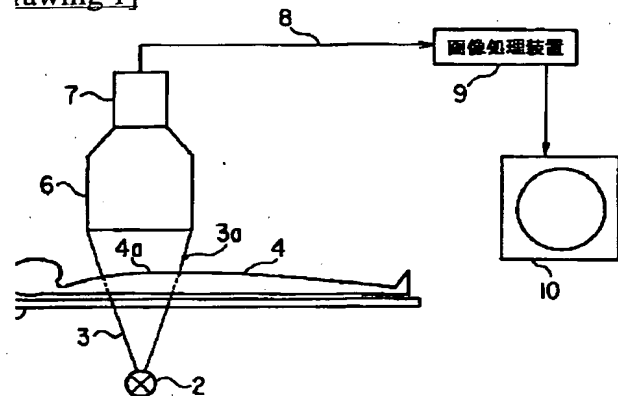
Drawing 3]



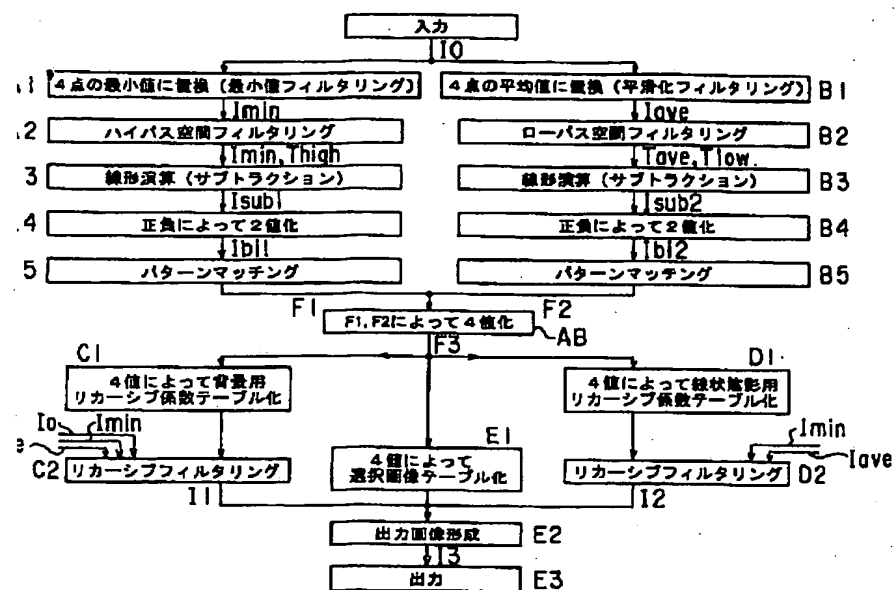
Drawing 6]



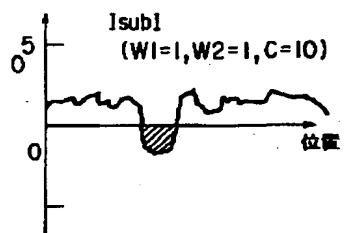
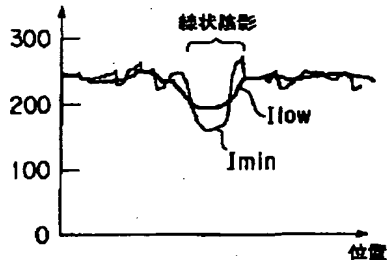
Drawing 1]



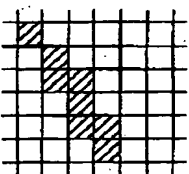
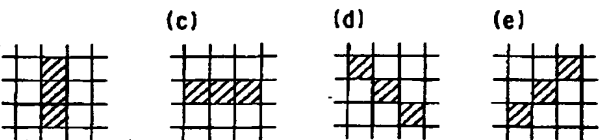
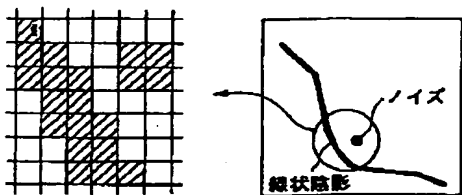
Drawing 2]



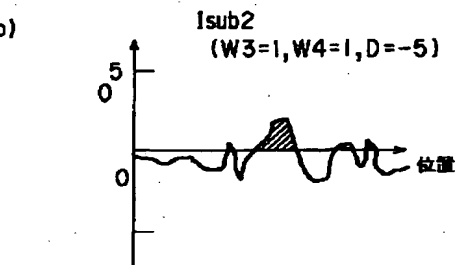
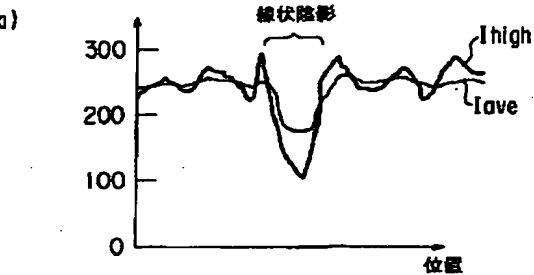
rawing 4]



rawing 5]



rawing 7]



translation done.]